

20 JP11-332819

Color tone adjustment

F39

Publication Number	Date filed	Status	Title	Inventors	Translation
JP11-332819	May 28, 1998	Applic.	Fluorescent Image Device	Kaneko* Ueno*	Tomomi

20.1 DESCRIPTION

This patent application utilizes the Xillix LIFE-GI patent (which was issued before this patent was filed) as a starting place to describe a fluorescence imaging system with a method of adjusting the color of an area identified as normal to a standard color tone (typically cyan). The stated purpose of this adjustment is to eliminate variability of the color setting between users, thereby, it is claimed, allowing for improved clinical effectiveness. The adjustment is automatically made by the system when the user pushes a button indicating an area is normal. The system adjusts the displayed color by iterating the coefficient b of the linear term in the relative gain relationship ($ax^2 + bx + c$) until the color ratio of the area in displayed image measured by the system has a standard value.

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(43) Publication Date: December 7, Heisei 11 (1999)

(51) Int. Cl. 6	Identification Symbol	FI
A61B 1/00	300	A61B 1/00 300D
H04N 5/321		H04N 5/321
9/09		9/09 Z

Request for Examination: Examination not requested Number of Claims: 1 OL (6 pages total)

(21) Application Number	H10-148039	(71) Applicant	000000376 Olympus Optical Co. Ltd. 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo
(22) Date of Filing	May 28, Heisei 7 (1998)	(72) Inventor	Mamoru KANEKO at Olympus Optical Co. Ltd. 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo
		(72) Inventor	Hitoshi UENO at Olympus Optical Co. Ltd. 2-43-2 Hatagaya, Shibuya-ku, Tokyo
		(74) Agent	Susumu ITO, Attorney

(54) [Title of Invention]
FLUORESCENCE IMAGING DEVICE

(57) [Abstract]
[Purpose]

To provide a fluorescence imaging device by which the color tone of a diseased area is always displayed against the color tone of normal tissue which is adjusted to a specific tone.

[Problem to be Solved]

A fluorescence imaging device is provided with:
a first CCD 43 for capturing an area to be observed in a first wavelength band;
a second CCD 44 for capturing an area to be observed in a second wavelength band;
an operating part 51 for calculating a first maximum value of the histogram of signal level for the first output signal from the first CCD 43 and a second maximum value of the histogram of signal level for the second output signal from the second CCD 44;
a control unit 52 for controlling ratios of signal levels of the aforesaid first output signal and the second output signal based on the first and the second maximum values acquired by the operating part 51;
and
a monitor 6 for displaying images of the aforesaid area to be observed based on the first and the second output signals of which the ratios of signal levels which are controlled by the control unit 52.

[Claims]
[Claim 1]

A fluorescence imaging device, which detects fluorescence images of an area to be observed that is excited by excitation light, which is characterized by having:
a first image detecting means for detecting the aforesaid area to be observed in a first wavelength band;
a second image detecting means for detecting the aforesaid area to be observed in a second wavelength band;
an operating means for calculating a first maximum value of the histogram of the signal level for the first output signal from the aforesaid first image detecting means and a second maximum value of the histogram of the signal level for the second output signal from the aforesaid second image detecting means;
a control means for controlling the ratio of the first and the second signal levels based on the first and the second maximum values obtained by this operating means; and
a display means for displaying the aforesaid area to be observed based on the first and the second output signals of which the ratio of signal levels are controlled by this control means.

[Detailed Description of the Invention]
[0001]
[Technical Filed of this Invention]

This invention relates to a fluorescence imaging device which irradiates an area to be observed of living tissue with excitation light and acquires fluorescence images.

[0002]

[Prior Art]

In recent years, techniques such as auto-fluorescence, which is generated directly from living tissue by irradiating excitation light to an observation area of living tissue, and drug-induced fluorescence, which is generated by injecting a fluorescent drug into the organism beforehand, produce two-dimensional images which are used to diagnose the degeneration of tissues of the organism or a state of disease (for example, the type of the disease or the extent of infiltration), such as a cancer. In recent years, a fluorescence observation apparatus which has a function to observe fluorescence is proposed for an endoscope which irradiates visible spectrum to an object (an examined body) and displays object images obtained by the reflected light on a display means.

[0003]

When blue or ultraviolet light is irradiated to living tissue, autofluorescence is generated in a wavelength band longer than that of excitation. The fluorescence spectrum differs between normal tissue and abnormal tissue (precancerous tissue, cancerous tissue). For example, if light of 437nm is irradiated to tissue in an alimentary tract, green autofluorescence of the abnormal tissue decays relatively to autofluorescence of the normal tissue, and red autofluorescence of the abnormal tissue does not decay compared to autofluorescence of normal tissue.

A fluorescence observation apparatus with an endoscope which creates an image of aforesaid green and red autofluorescence by using this principal, and indicates the existence of abnormal tissue is disclosed in Unexamined Patent H9-327433.

[0004]

In a prior art example, a device irradiates excitation light to a body cavity via an endoscope and detects autofluorescence in green and red channels emitted from tissue for imaging. It describes a means to adjust the ratio of a video signal corresponding to the intensity of green fluorescence and a video signal corresponding to the intensity of red fluorescence in order to adjust the color tone of normal tissue to a specific tone. Using this means, first, a physician looks at the tone of normal area, and then adjusts the ratio until the color tone of normal area is set to a specific color tone. After the tone is adjusted, other areas are observed. The normal area is displayed in

the specific tone adjusted to and the diseased area is displayed in a different tone because green signals decay in the diseased area. Due to the difference of the color tone in diseased area and normal area, a diseased area can be determined. In addition, the ratio is adjusted to display a normal area in cyan color and a diseased area in red color in this example.

[0005]

[Problem to be Solved by the Invention]

However, the adjustment of color tone was performed depending on the judgement of an individual physician in the example of H9-327433 described above. Since the color tone is set slightly different by each doctor, it is difficult to perform a diagnosis objectively.

[0006]

This invention is formed in consideration of the above-mentioned matters. The purpose is to provide a fluorescence imaging device which does not change the color tone of diseased area by a different doctor since the tone of diseased area is always displayed against the tone of normal tissue which is adjusted in a specific color tone by simple operation during normal tissue observation and by displaying the normal tissue by adjusting in a specific tone.

[0007]

[Means to Solve the Problems]

A fluorescence imaging device of this invention is to capture a fluorescence image of an area to be observed excited by excitation light and is provided with:

a first image detecting means for detecting the aforesaid subject in a first wavelength band;
a second image detecting means for detecting the aforesaid subject in a second wavelength band;
an operating means for calculating a first maximum value of the histogram of the signal level for the first output signal from the aforesaid first image detecting means and a second maximum value of the histogram of the signal level for the second output signal from the aforesaid second image detecting means;
a control means for controlling the ratio of the first and the second signal levels based on the first and the second maximum values obtained by this operating means; and
a display means for displaying the aforesaid area to be observed based on the first and the second output signals of which the ratios of signal levels are controlled by this control means.

[0008]

According to this structure, when a fluorescence image of an area to be observed is displayed on a

display means, the color of normal tissue is adjusted to a specific color tone and the color tone of diseased tissue is displayed against the normal tissue which is already adjusted to the specific color. Thus, the color tone of diseased area does not change by a different doctor.

[0009]

[Embodiments of the Invention]

Hereafter, embodiments of this invention will be explained referring to the drawings. Fig. 1 through Fig. 3 relate to a first embodiment of this invention. Fig. 1 is an explanatory diagram showing the schematic structure of a fluorescence imaging device. Fig. 2 is a histogram showing the frequency of green and red image signal levels. Fig. 3 is a flow chart showing operation to set normal tissue in specific color tone.

[0010]

As shown in Fig 1, a fluorescence imaging device 1 of this embodiment comprises:
a light source apparatus 2 equipped with a lamp 21 for generating excitation light;
an endoscope 3 for irradiating the excitation light from the light source apparatus 2 in vivo and detecting and transmitting a fluorescence image by the excitation light to the outside of a body;
a camera 4 which is equipped with:
 a first image intensifier (hereafter abbreviated to I.I.) 41 for amplifying a fluorescence image in a green wavelength band; a second I.I. 42 for amplifying a fluorescence image in a red wavelength band; a CCD 43 as a first imaging means for detecting the fluorescence image amplified by the first I.I. 41; and a second CCD 44 as a second imaging means for detecting the fluorescence image amplified by the second I.I. 42;
an image processing apparatus 5 equipped with:
 an operating part 51 as an operating means, which generates a pseudo color image signal from each image signal that is obtained by processing a first output signal from the first CCD 43 and a second output signal from the second CCD 44 in the camera 4 and which calculates each maximum value of image signal intensity level in order to adjust a normal area in a specific color tone;
 a control unit 52 as a control means for adjusting and controlling the amplification ratios of I.I. 41 and I.I. 42;
and a monitor 6 as a display means which displays a pseudo color image signal generated by the image processing apparatus 5 as a subject image.

[0011]

The aforesaid light source apparatus 2 consists of a lamp 21, such as a metal halide lamp, xenon lamp, mercury lamp, mercury xenon lamp, etc., for generating excitation light with a specific wavelength, and an interference filter 22 for transmitting light with a specific wavelength, for example, the light of 350-450nm.

[0012]

The aforesaid endoscope 3 having an elongated insertion part 31 to be inserted in vivo comprises: optical illumination systems in the insertion part 31 containing a light guide 32 to transmit excitation light from the aforesaid light source apparatus 2 and an illumination window 33 to irradiate excitation light transmitted via the light guide 32;
an observation port 36 which captures and transmits a fluorescence image of an area to be observed to an ocular lens 35 arranged on an eyepiece 34 of the handle part of the insertion part;
and an image guide 37 for transmitting the fluorescence image captured via the observation port 36.

[0013]

The aforesaid camera 4 is detachably connected to the eyepiece 34 of the aforesaid endoscope 3. This camera 4 comprises:
a dichroic mirror 45 for dividing a fluorescence image incident to the camera 4 via the aforesaid ocular lens 34 into light in the longer wavelength side and light in the shorter wavelength side at the borderline at a certain wavelength such as 580nm;
a first band-pass filter 46 for transmitting a wavelength band, for example, the band of 480 - 520nm, which detects green fluorescence from the light in the shorter wavelength side passed directly from the dichroic mirror 45;
a second band-pass filter 48 for transmitting a wavelength band, for example wavelengths over 630nm which detects a red fluorescence from the light in the longer wavelength side reflected by the aforesaid dichroic mirror 45 and a mirror 47;
a first I.I. 41 for amplifying the fluorescence image passed through the aforesaid first band pass filter 46;
a second I.I. 42 for amplifying the fluorescence image passed through the second band-pass filter 48;
a first CCD 43 for detecting the output image from the aforesaid first I.I. 41; and
a second CCD 44 for detecting the output image from the aforesaid second I.I. 42.

[0014]

The aforesaid image processing apparatus 5 comprises:

a first camera control unit (hereafter abbreviated to CCU) 53 for controlling the aforesaid first CCD 43 and generating image signals by electrical signal transmitted from the CCD 43;
 a first analog digital converter (abbreviated to A/D converter) 54 which converts the image signal produced by the first CCU 53 into a digital signal;
 a first look up table (hereafter, abbreviated to LUT) 55 for compensating the aforesaid digital data by synchronizing with the sensitivity characteristics of the first I.I. 41 and the first CCD 43;
 a second CCU 56 for controlling the aforesaid second CCD 44 and generating image signal by electrical signal transmitted from the CCD 44;
 a second A/D converter 57 for converting the image signal produced by the second CCU 56 into a digital signal;
 a second LUT 58 for compensating the aforesaid digital data by synchronizing with the sensitivity characteristics of the second I.I. 42 and the second CCD 44;
 a video processor 59 for generating a pseudo color signal from the data compensated by the aforesaid LUTs 55 and 58;
 an operating part 51 for computing the frequency (histogram) of the intensity level of image signal of the aforesaid LUTs 55 and 58;
 a control unit 52 for adjusting and controlling the amplification ratios of the aforesaid I.I. 41 and 42 to make a value of a ratio to match with the tone of normal area by calculating a ratio at the peak in the histogram distribution of a green and a red signals obtained by the operating part 51;
 and further comprises by connecting a color tone adjusting switch 10 which outputs an instruction signal to start adjusting the aforesaid amplification ratio against the aforesaid control unit 52.

[0015]

Operation of the fluorescence imaging device 1 comprised as above will be explained. First, ultraviolet or blue excitation light of the broadband light generated from the lamp 21 of the light source apparatus 2 is transmitted by the interference filter 22 and gathered on the proximal surface of the light guide 32 of the endoscope 2. The excitation light gathered on the proximal surface of the light guide 32 is transmitted to the illumination window 33 via the light guide 32 inserted through the endoscope 3 and irradiates an area to be observed in living tissue from the illumination window 33. Fluorescence is emitted from the observed area irradiated with the excitation light and the fluorescence image is transmitted to the eyepiece 34 of the handle side via the observation port 36 and the light guide 37 of the endoscope, and incident to the camera 4 via the ocular lens 35.

[0016]

Next, the fluorescence image incident to the camera 4 is divided into the shorter wavelength side and the longer wavelength side at the 580nm-border line by the dichroic mirror 45. The fluorescence image in the shorter wavelength side is directly transmitted by the dichroic mirror 45 and only green fluorescence image is transmitted by the first band-pass filter 46, and after amplified by the first I.I. 41, it is detected by the first CCD 43. On the other hand, the fluorescence image in the longer wavelength side is reflected by the aforesaid dichroic mirror 45 and the mirror 47 and only red fluorescence image is transmitted by the second band-pass filter 48, and after amplified by the second I.I. 42, it is detected by the second CCD 44.

[0017]

Next, the green fluorescence image captured by the aforesaid first CCD 43 is transformed to an image signal and then converted to a digital signal by the first A/D converter 54. This digital data is compensated to have the correct sensitivity characteristic by the first LUT 55 where the compensation data matching the sensitivity characteristics of the first I.I. 41 and the first CCD 43 is recorded.

The red fluorescence image captured by the aforesaid second CCD 44 is transformed to an image signal and then converted to a digital signal by the second A/D converter 57. This digital data is compensated to have the correct sensitivity characteristic by the second LUT 58 where the compensation data matching the sensitivity characteristics of the second I.I. 42 and the second CCD 44 is recorded.

[0018]

The digital signals compensated by the aforesaid LUTs 55 and 58 are generated into a pseudo-color signals by the video processor 59 and displayed on the screen of the monitor 6 as a fluorescence image of an observed area. The tone of the fluorescence image displayed on the monitor 6 corresponds to the ratio of the digital data of green and red fluorescence images output from the aforesaid LUTs 55 and 58. That is, as shown in the prior example, when the green digital data is larger than the red one for normal tissue, it is displayed in cyan color. When the red digital data is larger than the green one for abnormal tissue such as cancerous tissue, it is displayed in red color. At this time, if the ratio of the second I.I. 42 which amplifies red fluorescence is relatively higher than that of the first I.I. 41 which amplifies green fluorescence, the cyan color of a normal tissue becomes whitish and the abnormal tissue is displayed in more red. On contrast, if the

ratio of the second I.I. 42 is lower, a normal tissue is displayed in more cyan color and an abnormal tissue is displayed in blackish color.

[0019]

The operator observing the fluorescence image displayed on the screen of the monitor 6 presses the color adjustment switch 10 at this time while observing normal tissue in order to specify a lesion by judging a normal area and a lesion objectively. By pushing the color adjustment switch 10, color adjustment automatically starts to display normal tissue in cyan color.

[0020]

This automatic color adjustment will be described below. The gain of the second I.I. 42 which amplifies red fluorescence is associated with the I.I. 41 which amplifies green fluorescence in the equation (1).

[0021]

$$R(G) = aG^2 + bG + c \dots (1)$$

R is the gain of the second I.I. 42 and G is the gain of the first I.I. 41. a, b, and c are constants and Constant "a" is a term to compensate individual differences of the gain characteristic of I.I.s 41 and 42. Constant "b" is a term to compensate a relative gain of the I.I.s 41 and 42. In other word, color tone can be adjusted by adjusting the value of "b". Constant "c" is an offset value.

[0022]

To simplify explanation of the procedure for color adjustment shown below, the values of "a" and "c" should be set to zero. The method of adjusting color by adjusting "b" is explained by referring to Fig. 2 and Fig. 3.

First, while observing normal tissue, press the color adjustment switch 10 as described above. As shown in Step S1, the value of "b" of the aforesaid Equation (1) is set to one, and green and red fluorescence images are detected in the condition of relative gain $b=1$. At this time, the digital data of green and red fluorescence images are retrieved from LUTs 55 and 58 and then move to Step S2.

[0023]

Next, the histogram of each digital data is measured in Step S2 as shown in Fig. 2. Then move to Step 3 where the green maximum value HG and the red maximum value RG are calculated according to the histogram of each color. Then move to Step 4 where the ratio R (HG/HR) of the green maximum value HG and the red maximum value HR is calculated.

[0024]

Next, in Step S5, the value of ratio R obtained in Step S4 is either smaller or larger than the first value R1. If the value of ratio R is smaller than the first value R1, go to Step S6 in which the term "b" value is increased by 0.1 for example, and then the process from the Step S2 to Step S5 are repeated in the condition of the relative gain $b=1.1$.

Until a value of ratio R reaches over the first value R1 as shown in Step S5, the process of Step S2 to Step S5 are repeated. When the value of ratio R is over the first value R1, move to Step S7.

[0025]

In Step S7, the value of ratio R, which is larger than the first value R1 obtained at step 5, is compared to the second value R2. If the value of ratio R is larger than the second value R2, move to Step 8 and decrease the term "b" value by 0.1 for example, and the process from Step S2 to Step S5 and Step 7 is performed again.

Repeat this until the value of ratio R becomes larger than the first value R1 shown as Step S5 and becomes smaller than the second value R2 shown as Step S7. In other words, until the value of ratio R becomes larger than the first value R2, fluctuation of value "b" is repeated.

At the point where the value of ratio R became the value between the first value R1 and the second value R2, a process is finished.

In addition, intervals of the first value R1 and the second value R2 should be set to an adequate wide value (range?) compared to the change of 0.1 in Step S6 and Step S8.

[0026]

At this time, normal tissue is displayed in cyan color which makes it most recognizable as normal tissue and abnormal tissue is displayed in a dark red color which makes it most recognizable as abnormal tissue in the fluorescence image displayed on the screen of the monitor 6. By this, a physician can specify a lesion by objectively judging whether or not tissue is healthy or diseased.

[0027]

As described above, by operating the color adjustment switch connected to the control unit of the image processing apparatus, the amplification proportion is adjusted via the control unit and the operating part and normal portion is automatically adjusted in cyan color which makes it most recognizable as normal tissue and abnormal tissue is adjusted in dark red color which makes it most recognizable as abnormal tissue. Therefore, a physician can judge normal tissue and abnormal

tissue from the fluorescence image displayed on a screen of the monitor and promptly and accurately perform a diagnosis of a state of ailment such as the existence or extent of a lesion. Therefore, color tones will not be different for each physician and differences in the color tone between normal and diseased areas can be judged easily by anyone.

[0028]

This invention is not limited to the embodiments described above, various changes can be made therein without departing from the intention of the invention.

[0029]

[Additional Remark]

According to the above-mentioned embodiments of this invention, the following components can be obtained.

[0030]

(1)

A fluorescence imaging device, which detects fluorescence images of an area to be observed that is excited by excitation light, is characterized by having:

a first image detecting means for detecting the aforesaid area to be observed in a first wavelength band;

a second image detecting means for detecting the aforesaid area to be observed in a second wavelength band;

an operating means for calculating a first maximum value of the histogram of the signal level for the first output signal from the aforesaid first image detecting means and a second maximum value of the histogram of the signal level for the second output signal from the aforesaid second image detecting means;

a control means for controlling the ratio of the first and the second signal levels based on the first and the second maximum values obtained by this operating means; and

a display means for displaying the aforesaid area to be observed based on the first and the second output signals of which the ratio of signal levels are controlled by this control means.

[0031]

(2) The fluorescence imaging apparatus of Claim 1 in which a relative gain is adjusted to make a ratio of the aforesaid first maximum value and the second maximum value in a range of a specific value.

[0032]

(3) The fluorescence imaging apparatus of Claim 1 in which normal tissue of an area to be observed displayed on the aforesaid monitor is adjusted to cyan in color.

[0033]

[Effect of the Invention]

According to this invention described above, by displaying normal tissue after adjusting it for a specific color tone, the color tone of diseased tissue is displayed against the color tone of the normal tissue. Therefore, it is possible to provide a fluorescence imaging device which does not change the color tone of a diseased area due to different doctors, etc.

[Detailed Descriptions of the Drawings]

[Fig. 1]

Fig. 1 through Fig. 3 relate to the first embodiment of this invention. Fig. 1 is an explanatory drawing showing the schematic structure of a fluorescence imaging device.

[Fig. 2]

Fig. 2 is a histogram showing the frequency of image signal level in green and red.

[Fig. 3]

Fig. 3 is a flow chart showing operation of setting normal tissue in a specific color tone.

[Explanations of Symbols]

1...fluorescence imaging device

2...light source apparatus

3...endoscope

4...camera

5...image processing apparatus

6...monitor

10...switch

41...first I.I.

42...second I.I.

43...first CCD

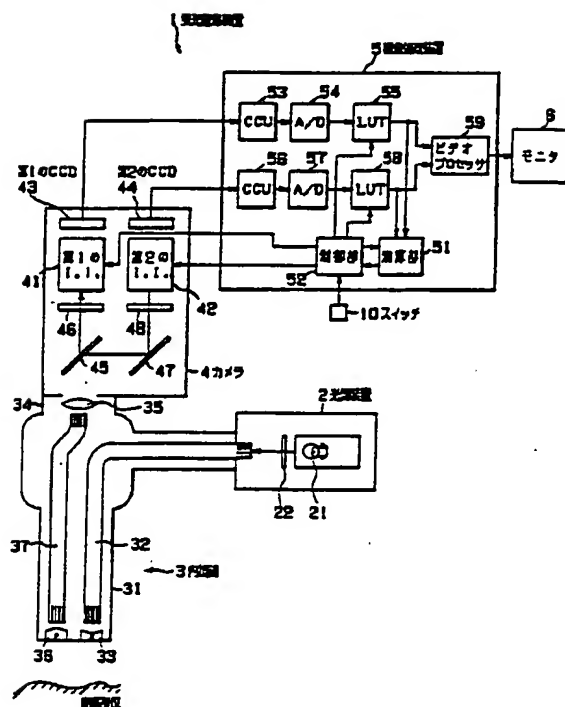
44...second CCD

51...operation part

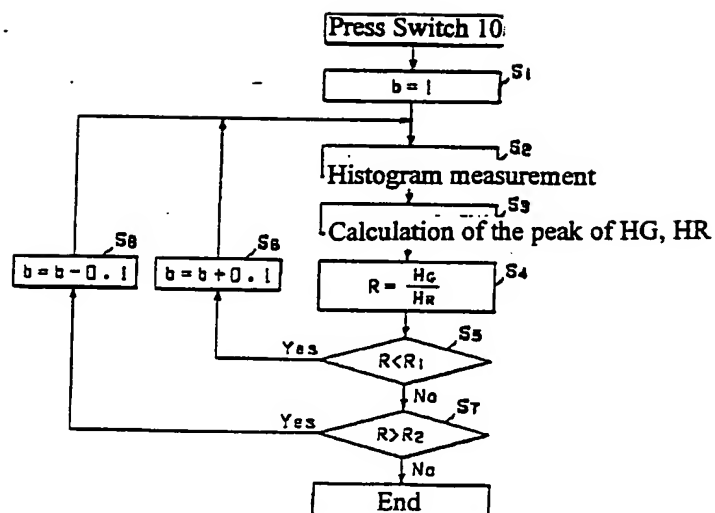
52...control unit

59...video processor

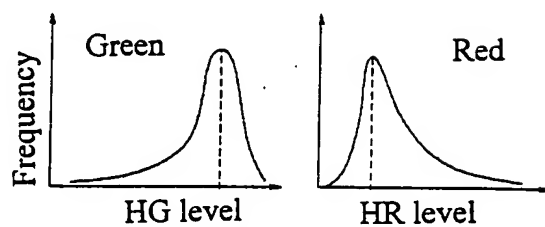
[Fig. 1]



[Fig. 3]



[Fig. 2]



THIS PAGE BLANK (11/20/20)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-332819

(43) 公開日 平成11年(1999)12月7日

(51) Int.Cl.⁸

A 6 1 B 1/00
H 0 4 N 5/321
9/09

識別記号

3 0 0

F I

A 6 1 B 1/00
H 0 4 N 5/321
9/09

3 0 0 D

Z

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号

特願平10-148039

(22) 出願日

平成10年(1998)5月28日

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 上野 仁士

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

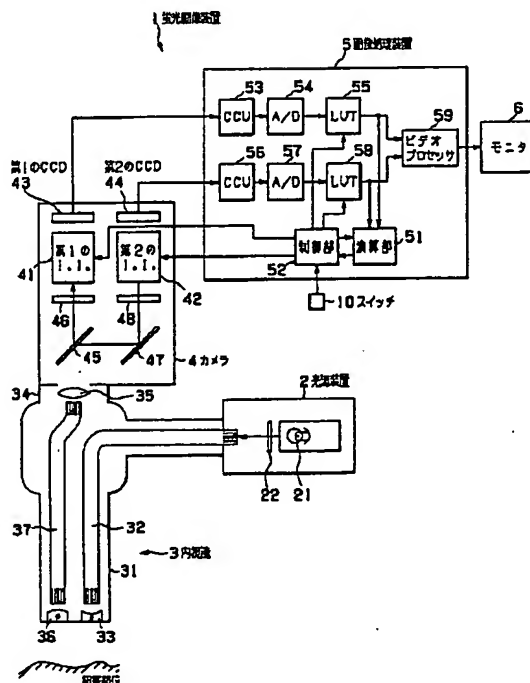
(74) 代理人 弁理士 伊藤 進

(54) 【発明の名称】 蛍光画像装置

(57) 【要約】

【課題】 正常組織をある特定の色調に調整することで病変部の色調が常に特定の色調に調整された正常組織に対して表示される蛍光画像装置を提供すること。

【解決手段】 被写体を第1の波長帯域で撮像する第1のCCD 43と、被写体を第2の波長帯域で撮像する第2のCCD 44と、第1のCCD 43から出力された第1の出力信号における信号レベルのヒストグラムの第1の最大値と前記第2のCCD 44から出力された第2の出力信号における信号レベルのヒストグラムの第2の最大値とを算出する演算部 51と、この演算部 51で得られた第1の最大値及び第2の最大値に基づき、前記第1の出力信号と前記第2の出力信号の信号レベルの比率を制御する制御部 52と、この制御部 52で信号レベルの比率が制御された前記第1の出力信号及び前記第2の出力信号に基づき前記被写体像を表示するモニター 6とを具備している。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】励起光によって励起された被写体の蛍光画像を撮像する蛍光画像装置において、
前記被写体を第 1 の波長帯域で撮像する第 1 の撮像手段と、
前記被写体を第 2 の波長帯域で撮像する第 2 の撮像手段と、
前記第 1 の撮像手段から出力された第 1 の出力信号における信号レベルのヒストグラムの第 1 の最大値と前記第 2 の撮像手段から出力された第 2 の出力信号における信号レベルのヒストグラムの第 2 の最大値とを算出する演算手段と、
この演算手段で得られた第 1 の最大値及び第 2 の最大値に基づき、前記第 1 の出力信号と前記第 2 の出力信号の信号レベルの比率を制御する制御手段と、
この制御手段で信号レベルの比率が制御された前記第 1 の出力信号及び前記第 2 の出力信号に基づき前記被写体像を表示する表示手段と、
を具備したことを特徴とする蛍光画像装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、励起光を生体組織の観察対象部位へ照射して、この励起光による蛍光像を得る蛍光画像装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、生体組織の観察対象部位へ励起光を照射し、この励起光によって生体組織から直接発生する自家蛍光や、予め生体へ注入しておいた薬物の蛍光を 2 次元画像として検出し、その蛍光像から生体組織の変性、癌等の種類や浸潤範囲などの疾患状態を診断する技術が用いられつつあり、近年、可視光を被写体（被検体）に照射し、その反射光により被写体像を表示手段に表示する内視鏡においても、蛍光観察する機能を備えた蛍光観察装置が提案されている。

【0003】蛍光観察においては、生体組織に青色ないし紫外光を照射した際、励起波長より長い波長帯に自家蛍光が発生する。その蛍光スペクトルは、正常組織と異常組織（前癌組織、癌組織）との間で異なる。例えば、437nm の光を消化管組織に照射した場合、異常組織の緑色の自家蛍光が正常組織の自家蛍光に比べ減衰するのに対して、異常組織の赤色の自家蛍光は正常組織の自家蛍光に比べさほど減衰しない。この原理を利用し、前記緑色及び赤色の自家蛍光を画像化し、異常組織の存在を示す経内視鏡的蛍光観察装置が特開平 9-327433 号公報に示されている。

【0004】この従来例では、経内視鏡的に励起光を体腔内に照射し、組織から発生した緑色と赤色の領域の自家蛍光を検出し、画像化するものである。そして、正常組織がある特定の色調になるよう、緑色と蛍光強度に対応したビデオ信号と、赤色の蛍光強度に対応したビデオ

信号の比率を調整するための手段が示されている。この手段では、まず、医師が正常部の色調を見て、それがあある特定の色調になるように比率を調整する。次に、色調を調整した後、他の部位を観察する。すると、正常部は調整したある特定の色調で表示され、病変部では緑色の信号の減衰によって正常部とは異なる色調で表示される。この病変部の色調と正常部の色調との違いによって病変部を特定することができるようになっていいる。なお、この従来例では正常部をシアン色調、病変部を赤色調で示すように比率が調整されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述した特開平 9-327433 号公報の従来例においては、正常部の色調の調整を医師個人の判断で行っていた。このため、医師によって設定する色調が微妙に異なるので、客観的な診断を行うことが難しいという問題があった。

【0006】本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、正常組織観察中に簡単な操作を行うことによって、正常組織をある特定の色調に調整して表示することで、病変部の色調が常に特定の色調に調整された正常組織の色調に対して表示されるので、医師の違い等によって病変部の色調が変化しない蛍光画像装置を提供することを目的にしている。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明の蛍光画像装置は、励起光によって励起された被写体の蛍光画像を撮像する蛍光画像装置であって、前記被写体を第 1 の波長帯域で撮像する第 1 の撮像手段と、前記被写体を第 2 の波長帯域で撮像する第 2 の撮像手段と、前記第 1 の撮像手段から出力された第 1 の出力信号における信号レベルのヒストグラムの第 1 の最大値と前記第 2 の撮像手段から出力された第 2 の出力信号における信号レベルのヒストグラムの第 2 の最大値とを算出する演算手段と、この演算手段で得られた第 1 の最大値及び第 2 の最大値に基づき、前記第 1 の出力信号と前記第 2 の出力信号の信号レベルの比率を制御する制御手段と、この制御手段で信号レベルの比率が制御された前記第 1 の出力信号及び前記第 2 の出力信号に基づき前記被写体像を表示する表示手段とを具備している。

【0008】この構成によれば、被写体の蛍光画像が表示手段上に表示されるとき、正常組織の色調はある特定の色調に調整され、病変部の色調は、この特定の色調に調整された後の正常組織に対して表示されるので、医師の違いによって病変部の色調が変化しない。

【0009】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図 1 ないし図 3 は本発明の一実施形態に係り、図 1 は蛍光画像装置の概略構成を示す説明図、図 2 は緑色と赤色との画像信号レベルの頻度を示す

ヒストグラム、図3は正常組織を特定の色調に設定する作業を示すフローチャートである。

【0010】図1に示すように本実施形態の蛍光画像装置1は、励起光を発生するランプ21を備えた光源装置2と、この光源装置2からの励起光を生体内に照射する一方、この励起光による蛍光像を検出して生体外に伝達する内視鏡3と、この内視鏡3で得られた緑色と赤色の異なる波長帯域の蛍光像をそれぞれ増幅する緑色に対応する第1のイメージンテンシファイアー（以下I. I. と略記する）41及び赤色に対応する第2のI. I. 42と、この第1のI. I. 41で増幅された蛍光像を撮像する第1の撮像手段であるCCD43及び第2のI. I. 42で増幅された蛍光像を撮像する第2の撮像手段であるCCD44とを備えたカメラ4と、このカメラ4の第1のCCD43から出力される第1の出力信号及び第2のCCD44から出力される第2の出力信号をそれぞれ画像信号に処理して、それぞれの画像信号より疑似カラー画像信号を生成するとともに、正常部をある特定の色調に調整するため、それぞれの画像信号輝度レベルの最大値を算出する演算手段である演算部51及び前記I. I. 41, 42の増幅の割合を調整、制御する制御手段である制御部52を備えた画像処理装置5と、この画像処理装置5で生成された被写体像である疑似カラー画像信号を表示する表示手段であるモニタ6とで主に構成されている。

【0011】前記光源装置2は、特定の波長の励起光を生成するため、メタルハライドランプ、キセノンランプ、水銀ランプ、水銀キセノンランプ等のランプ21と、特定の波長として、例えば、350～450nmの光を透過する干渉フィルタ22とにより構成されている。

【0012】前記内視鏡3は、生体内に挿入される細長い挿入部31を有し、この挿入部31内には前記光源装置2からの励起光を挿入部先端まで伝達するライトガイド32及びこのライトガイド32を介して伝達された励起光を観察部位に照明する照明窓33を有する照明光学系と、観察部位の蛍光像を挿入部手元側の接眼部34に配置されている接眼レンズ35まで伝達する観察部位の蛍光像をとらえる観察窓36及びこの観察窓36を介してとらえた蛍光像を伝送するイメージガイド37を有する観察光学系とを備えて構成されている。

【0013】前記カメラ4は、前記内視鏡3の接眼部34に着脱自在に接続される。このカメラ4には前記接眼レンズ35を通してカメラ4に入射する蛍光像を、ある波長、例えば580nm、を境に長波長側と短波長側との光に分割するダイクロイックミラー45と、このダイクロイックミラー45を直進した短波長側の光のうち、緑色の蛍光を検出する波長帯域である例えば480～520nmを透過する第1のバンドパスフィルタ46と、前記ダイクロイックミラー45及びミラー47で反射し

た長波長側の光のうち、赤色の蛍光を検出する波長帯域である例えば630nm以上を透過する第2のバンドパスフィルタ48と、前記第1のバンドパスフィルタ46を透過した蛍光像を増幅する第1のI. I. 41と、前記第2のバンドパスフィルタ48を透過した蛍光像を増幅する第2のI. I. 42と、前記第1のI. I. 41からの出力像を撮像する第1のCCD43と、前記第2のI. I. 42からの出力像を撮像する第2のCCD44とを備えて構成されている。

【0014】前記画像処理装置5は、前記第1のCCD43を制御するとともにこのCCD43から伝送される電気信号を画像信号に生成する第1のカメラコントロールユニット（以下CCUと略記する）53と、この第1のCCU53で生成された画像信号をデジタル信号に変換する第1のアナログデジタル変換器（A/D変換器と略記する）54と、前記デジタルデータを第1のI. I. 41及び第1のCCD43の感度特性に合わせて補正する第1のルックアップテーブル（以下LUTと略記）55と、前記第2のCCD44を制御するとともにこのCCD44から伝送される電気信号を画像信号に生成する第2のCCU56と、この第2のCCU56で生成された画像信号をデジタル信号に変換する第2のA/D変換器57と、前記デジタルデータを第2のI. I. 42及び第2のCCD44の感度特性に合わせて補正する第2のLUT58と、前記LUT55, 58で補正されたデータを疑似カラー画像信号に生成するビデオプロセッサ59と、前記LUT55, 58の画像信号の輝度レベルの頻度（ヒストグラム）を演算する演算部51と、この演算部51により得られた緑色と赤色の信号のヒストグラム分布のピークの比率を求め、その比率が正常部の色調に対応した値になるように、前記I. I. 41, 42の増幅の割合を調整、制御する制御部52を備えて構成され、さらに、この画像処理装置5には前記制御部52に対して前述した増幅割合の調整を開始させる指示信号を出力する色調調整スイッチ10が接続されて構成されている。

【0015】上述のように構成した蛍光画像装置1の作用を説明する。まず、光源装置2のランプ21より発生する広帯域の光のうち、紫外ないし青色の励起光が干渉フィルタ22を通過して、内視鏡3のライトガイド32基端面に集光される。このライトガイド32の基端面に集光された励起光は、内視鏡3の内部を挿通しているライトガイド32を介して照明窓33まで伝達され、この照明窓33から生体内の観察部位に向かって照射される。その照射された励起光により観察部位から蛍光が発生し、その蛍光像は内視鏡3の観察窓36及びライトガイド37を介して手元側の接眼部34まで伝達され、接眼レンズ35を通してカメラ4に入射する。

【0016】次に、カメラ4に入射した蛍光像は、ダイクロイックミラー45によって580nmを境に短波長

側と長波長側とに分割される。そして、短波長側の蛍光像は、前記ダイクロイックミラー45を直進し、第1のバンドパスフィルタ46により緑色の蛍光像のみ透過し、第1のI. I. 41で増幅された後、第1のCCD43によって撮像される。一方、長波長側の蛍光像は、前記ダイクロイックミラー45及びミラー47で反射し、第2のバンドパスフィルタ48により赤色の蛍光像のみ透過し、第2のI. I. 42で増幅された後、第2のCCD44によって撮像される。

【0017】次いで、前記第1のCCD43で撮像された緑色の蛍光像は、第1のCCU53によって画像信号に変化され、第1のA/D変換器54によりデジタル信号に変換され、このデジタルデータは第1のI. I. 41及び第1のCCD43の感度特性に合わせた補正データが記録されている第1のLUT55によって正しい感度特性に補正される。また、前記第2のCCD44で撮像された赤色の蛍光像は、第2のCCU56によって画像信号に変化され、第2のA/D変換器57によりデジタル信号に変換され、このデジタルデータは第2のI. I. 42及び第2のCCD44の感度特性に合わせた補正データが記録されている第2のLUT58によって正しい感度特性に補正される。

【0018】そして、前記LUT55, 58で補正されたデジタル信号は、ビデオプロセッサ59で疑似カラー画像信号に生成されてモニタ6の画面上に観察部位の蛍光画像として表示される。このモニタ6に表示される蛍光画像の色調は、前記LUT55, 58より出力される緑色及び赤色の蛍光画像に対するデジタルデータの比率に対応している。つまり、従来例で示したように、正常組織の赤色に比べて緑色のデジタルデータが大きい場合にはシアン色調で表示され、癌組織のような異常組織の緑色に比べて赤色のデジタルデータが大きい場合には赤色調で表示されている。なお、このとき、緑色の蛍光を増幅する第1のI. I. 41に対して、相対的に赤色の蛍光を増幅する第2のI. I. 42の比率が高いと、正常組織はシアン色が白っぽくなって異常組織がより赤色で表示される。反対に、前記第2のI. I. 42の比率を低いときには正常組織はよりシアン色調になって異常組織は黒っぽい色で表示される。

【0019】このモニタ6の画面上に表示されている蛍光画像を観察している術者は、ここで、正常部と病変部とを客観的に判断して病変部を特定するために、正常組織を観察しているときに色調調整スイッチ10を押す。すると、この色調調整スイッチ10が押されたことによって正常部の組織をシアン色調で表示するように色調調整が自動的に開始される。

【0020】この色調の自動調整を以下に説明する。赤色の蛍光を増幅する第2のI. I. 42の利得は、式(1)の緑色の蛍光を増幅するI. I. 41に関連している。

【0021】

$$R(G) = aG^2 + bG + c \quad \dots (1) \textcircled{C}$$

ここで、Rは第2のI. I. 42の利得であり、Gは第1のI. I. 41の利得である。a, b, cは定数であり、前記定数aは、I. I. 41, 42の利得特性の個体差を補正する項であり、前記定数bはI. I. 41, 42の相対利得を補正する項である。つまり、この項bの値を調整することで色調の調整を行うことができる。前記定数cはオフセット値である。

【0022】ここで、以下に示す色調調整の手順の説明では簡単にするため、前記項aの値及び項cの値を0とし、前記項bを調整して色調を調整する方法を図2及び図3を参照して説明する。まず、正常組織を観察しているとき、上述したように色調調整スイッチ10を押す。すると、ステップS1に示すように前記(1)式の項bの値が1に設定される。そして、このb=1の相対利得の状態、緑色及び赤色の蛍光画像を撮影し、そのときの緑色及び赤色の蛍光画像のデジタルデータをLUT55, 58より取り出してステップS2に移行する。

【0023】次に、ステップS2では図2に示すようにそれぞれのデジタルデータのヒストグラムを計測してステップS3に移行し、緑色と赤色、それぞれの色におけるヒストグラムから緑色の最大値HGと赤色の最大値HRとを算出してステップS4に移行する。そして、このステップS4で緑色の最大値HGと赤色の最大値HRとの比率R(HG/HR)を求める。

【0024】次いで、ステップS5に移行して前記ステップS4で得られた比率Rの値が第1の値R1より小さいか否かを比較する。このとき、比率Rの値が第1の値R1より小さい値である場合にはステップS6に移行して項bの値を例えば0.1増大させて、b=1.1の相対利得の状態、ステップS2からの処理を再び行う。したがって、比率Rの値がステップS5に示されているように第1の値R1より大きくなるまでステップS2からステップS5までの処理が繰り返される。そして、比率Rの値が第1の値R1より大きくなったとき、ステップS7に移行する。

【0025】このステップS7では前記ステップS5で得られた第1の値R1より大きい比率Rの値が第2の値R2より大きいかが比較される。このとき、前記比率Rの値が第2の値R2より大きい場合にはステップS8に移行して項bの値を例えば0.1減少させてステップS2からステップS5及びステップS7までの処理を再び行う。そして、ステップS5に示されているように比率Rの値が第1の値R1より大きく、かつ、ステップS7に示されているように比率Rの値が第2の値R2より小さくなるまで、すなわち、比率Rの値が第1の値R1と第2の値R2との間になるまでbの値の増減が繰り返される。そして、比率Rの値が第1の値R1と第2の値R2との間になった時点で処理を完了する。な

お、前記第1の値R1と前記第2の値R2との間隔は、ステップS6、ステップS8のステップ0.1による変化に比べて適度に広い値に設定されている。

【0026】このとき、モニタ6の画面上に表示されている蛍光画像では、正常部の組織は、正常組織であると最も認識されやすいシアン色調に表示される。そして、異常部の組織は、前記シアン色調に対して最も異常であると認識されやすい暗赤色調で表示される。このことにより、術者は正常部の組織であるか病変部の組織であるかを客観的に判断して病変部の特定を行える。

【0027】このように、画像処理装置の制御部に接続されている色調調整スイッチを操作することによって、制御部及び演算部を介して増幅割合の調整を行って、正常部の色調を、最も正常組織であると認識し易いシアン色調に自動的に調整し、異常部の組織を最も異常であると認識されやすい暗赤色調にすることにより、術者はモニタの画面上に表示されている蛍光画像から正常組織と異常組織とを客観的に判断して、病変の存在や病変部の範囲など疾患状態の診断を速やかに、かつ、的確に行うことができる。このことによって、術者が異なることによって色調が変化することがなくなるとともに、誰でも簡単に正常部と病変部との色調の違いの判断を行える。

【0028】なお、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【0029】〔付記〕以上詳述したような本発明の上記実施形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

【0030】(1) 励起光によって励起された被写体の蛍光画像を撮像する蛍光画像装置において、励起光によって励起された被写体の蛍光画像を撮像する蛍光画像装置において、前記被写体を第1の波長帯域で撮像する第1の撮像手段と、前記被写体を第2の波長帯域で撮像する第2の撮像手段と、前記第1の撮像手段から出力された第1の出力信号における信号レベルのヒストグラムの第1の最大値と前記第2の撮像手段から出力された第2の出力信号における信号レベルのヒストグラムの第2の最大値とを算出する演算手段と、この演算手段で得られた第1の最大値及び第2の最大値に基づき、前記第1の

出力信号と前記第2の出力信号の信号レベルの比率を制御する制御手段と、この制御手段で信号レベルの比率が制御された前記第1の出力信号及び前記第2の出力信号に基づき前記被写体像を表示する表示手段と、を具備した蛍光画像装置。

【0031】(2) 前記第1の最大値と第2の最大値との比率が特定の値の範囲に入るように相対利得を調整する付記1記載の蛍光画像装置。

【0032】(3) 前記モニタに表示される被写体像の正常組織の色調をシアン色調に調整する付記1記載の蛍光画像装置。

【0033】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、正常組織をある特定の色調に調整して表示することで、病変部の色調が常に特定の色調に調整された正常組織の色調に対して表示されるので、医師の違い等によって病変部の色調が変化しない蛍光画像装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1ないし図3は本発明の一実施形態に係り、図1は蛍光画像装置の概略構成を示す説明図

【図2】緑色と赤色との画像信号レベルの頻度を示すヒストグラム

【図3】正常組織を特定の色調に設定する作業を示すフローチャート

【符号の説明】

1…蛍光画像装置

2…光源装置

3…内視鏡

4…カメラ

5…画像処理装置

6…モニタ

41…第1のI. I.

42…第2のI. I.

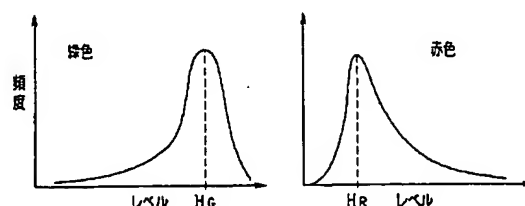
43…第1のCCD

44…第2のCCD

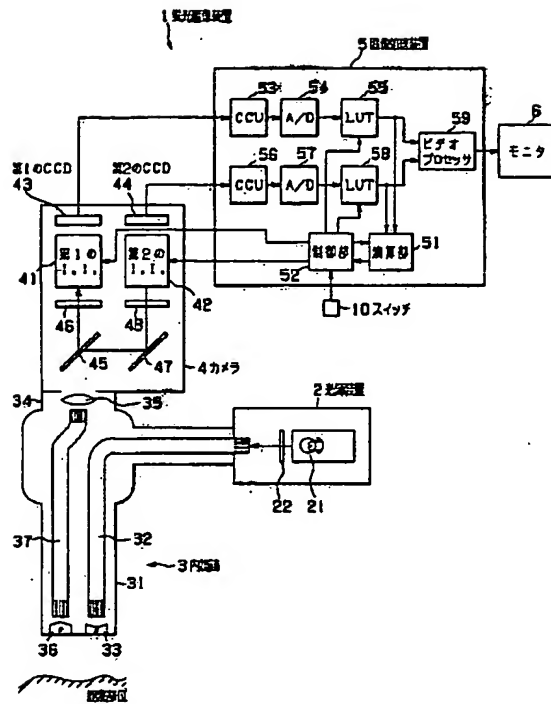
51…演算部

52…制御部

【図2】



【図1】



【図3】

